

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号

特開平11-33119

(43) 公開日 平成11年(1999) 2月9日

(51) Int.Cl.⁵A 6 1 M 16/01
16/00

識別記号

3 7 0

F I

A 6 1 M 16/01
16/00

Z

3 7 0 Z

審査請求 未請求 請求項の数5 O L (全 4 頁)

(21) 出願番号 特願平9-193990

(22) 出願日 平成9年(1997) 7月18日

(71) 出願人 593056831

株式会社フロンティア

東京都新宿区早稲田鶴巻町518番地

(72) 発明者 小林 寛

東京都小平市花小金井3-35-4

(72) 発明者 小川 龍

東京都荒川区町屋3-2-1-707

(72) 発明者 宮田 雄平

千葉県我孫子市つくし野5-6-5

(72) 発明者 一瀬 倫見

東京都板橋区蓮沼町50-2-203

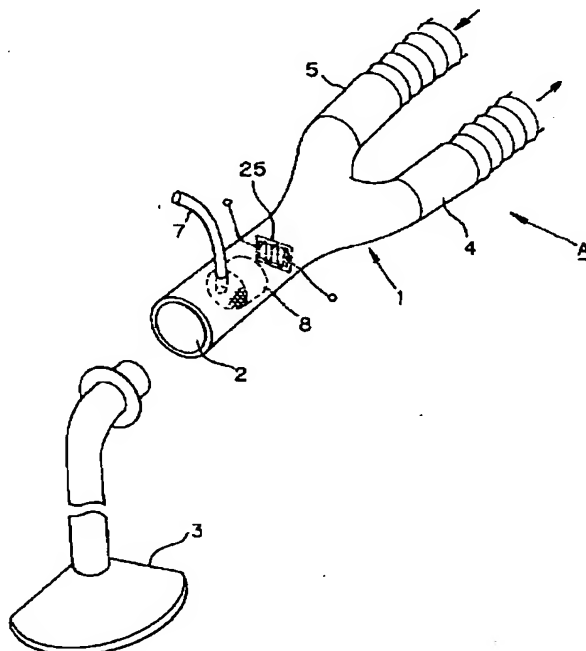
(74) 代理人 弁理士 石川 泰男

(54) 【発明の名称】 呼吸回路

(57) 【要約】

【目的】 全身麻酔あるいは人工呼吸等の呼吸回路内を流れる患者の呼気を測定して患者の体温の急激な変化を検知することができる呼吸回路を提供する。

【構成】 筒状のY字管内に人間の呼気の温度を測定するための抵抗細線、薄膜抵抗体および振動子等からなる温度検知部材を設置し、この温度検知部材を電氣的に処理して体温を測定する。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】 全身麻酔あるいは人工呼吸のための呼吸回路中に患者の呼気温度を短時間で検出するための温度検知部材を設けたことを特徴とする呼吸回路。

【請求項 2】 前記温度検知部材からのアナログ検知信号をデジタル信号に変換するための A/D 変換器と、このデジタル信号を演算処理するためのコンピュータなどを備えたことを特徴とする請求項 1 記載の呼吸回路。

【請求項 3】 前記温度検知部材は、感温抵抗線であることを特徴とする請求項 1 又は 2 に記載の呼吸回路。

【請求項 4】 前記温度検知部材は、半導体の薄膜抵抗体であることを特徴とする請求項 1 又は 2 に記載の呼吸回路。

【請求項 5】 前記温度検知部材は、呼気中に間隔を配して設けた 2 つの振動子からなり、一方の振動子にパルスを加えて音波を出させるためのパルス発信器と、前記一方の振動子からの音波が他方の振動子に検知されるまでの間のパルスを計数するための時間計数器を備えていることを特徴とする請求項 1 又は 2 に記載の呼吸回路。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】 本発明は、全身麻酔あるいは人工呼吸の際に使用される温度センサーを備えた呼吸回路に関する。

【0002】

【従来の技術】 一般に、全身麻酔あるいは人工呼吸等においては、吸入麻酔機あるいは人工呼吸器等の循環式呼吸回路を使用して麻酔薬あるいは酸素を患者の肺内に供給するようにしているが、これらの処置中に患者の体温を測定して患者の容態を確認することが必要である。

【0003】 特に、危険を伴う全身麻酔処理時においては、患者が悪性高熱を発症する場合があります。従来は、患者の体温の上昇を患者の直腸温度の上昇で測定するか、あるいは、患者の代謝亢進による呼気中の CO_2 上昇により CO_2 吸収用のソーダライムの色変化によって検出していた。

【0004】

【発明が解決しようとする課題】 しかしながら、従来のこのような患者の体温変化を検知するための手段は、いずれもその反応速度が遅く、患者の急激な容態変化、特に悪性高熱の発生を瞬時に検出できず、患者を死に至らしめるか、あるいはそのおそれがあった。

【0005】 本発明は、かかる点に鑑み、患者の体温変化を瞬時に検出できるような、呼吸回路を提供することを目的とする。

【0006】

【課題を解決するための手段】 そこで、患者の一部に呼気温度を短時間で検出するための温度検知部材を設けるようにした。温度検知部材としては、流れる呼気の温度を電気抵抗の変化で検知するための抵抗細線、若しくは

半導体の薄膜抵抗体又は、呼気内を伝播する音の発信、受信をする振動子が使用される。

【0007】

【発明の実施の形態】 以下、図面を参照して本発明の実施例について説明する。

【0008】 図 1 において、全身麻酔のための呼吸回路の一部を構成する呼吸管 A の患者の口近傍には通常 Y 字管 1 が設けられ、この Y 字管の入り口はマスク 3 又は気管チューブ（図示なし）を連結するための連結口 2 をなしており、Y 字管 1 の一方の分岐管 4 は二酸化炭素吸収装置（図示なし）に連結され、他方の分岐管 5 を通って麻酔ガスが混入した新鮮ガスが供給される。

【0009】 前記 Y 字管 1 の連結口 2 の近傍には、ガスサンプリングチューブ 7 が設けられ、流入するガスのサンプリングを行なうようにしている。また、このガスサンプリングチューブの取付部のマスク 3 とは反対側には、プラスチック製の保湿フィルターが設けられていてもよい。上記回路中あるいは末端部の適当な位置に、本発明の要部をなす温度検知部材 25 が設けられている。前記温度検知部材は、図 2 および図 3 に示すように、矩形のプラスチックあるいはセラミック枠 23 を有し、この枠 23 には白金の約 $50 \mu\text{m}$ 位の抵抗細線 24 が巻かれ、これにより呼気の温度が検出される。前記矩形のプラスチック枠 23 の両端を呼吸回路 1 内の平坦内壁により押さえることによって温度検知部材 25 は円筒部材 22 内に固定されている。

【0010】 この方式は抵抗細線 24 の電気抵抗を測定することにより、使用者が吐く呼気の温度を計測するものである。前記抵抗細線 24 は、公知のホイートストンブリッジ回路 30 の一部を構成している。この回路 30 からの信号は、増幅器 31 に入力されて増幅され、この増幅された増幅信号はアナログ信号であるので、このアナログ信号は A/D 変換器 32 によってデジタル信号に変換される。このデジタル信号はコンピュータ 33 により演算され、この演算信号がディスプレイ又はプリンタ等の外部表示装置 34 によって外部に表示される。このように呼気温度信号を電氣的に処理することによって、呼気の温度を瞬間的に測定して外部に出力することが可能である。

【0011】 前記抵抗細線の抵抗値を大きくするために図 1、2、3 に示すように抵抗細線 24 をプラスチック枠にジグザグに張ることが望ましく、線を細くしてその表面積を広げれば、応答時間は速くなり、0.5 秒以内の測定が可能となる。

【0012】 なお、同様な原理を使用するものに、図 5 に示すように、薄膜抵抗体 40 がある。すなわち、バンドギャップが狭い半導体は人間の体温付近での電気抵抗値の変化が著しく膜状に温度検知部材を形成すれば、表面積が大きくなり、応答時間が速くなる。前記薄膜抵抗体 40 は薄いガラス板あるいは雲母の薄板の表面に半導

3

体の多結晶薄膜を蒸着して製造できるし、フォトエッチングを用いて抵抗体を薄膜状に形成することができる。

【0013】次に、原理の異なる、すなわち、音速の温度変化を測定して呼気の温度変化を測定する装置について説明する。

【0014】図6および図7において、本呼吸回路の内壁には、互いに対向させて2つの振動子50、51が設けられ、一方の振動子50には、パルス発振器52が接続され、このパルス発振器52からのパルスによって振動子50からパルス状の音波が発生される。この音波は呼気が流れる空間を伝播して他方の振動子51を振動させる。前記振動子51には増幅器53が接続され、この増幅器53は、振動子51の受信信号を増幅する。前記パルス発信器52および増幅器53は時間計数器54に接続されている。この時間計数器54は、パルス発振器52の電圧出力パルス P_1 が入力されると(図8

(a))、電子的なゲートを開(ON)にし、(図8(c))、電圧出力パルス P_1 に基づく音波が振動子51に到達し、その時の振動子51の出力を増幅した後の電圧出力パルス P_2 が入力されると、ゲートを閉じる(OFF)(図8(c))。時間計数器54内に設けた図示しない基準パルス発生器からは、常時パルス列が与えられ、このパルス列がゲートが開になっている間だけ取り出され、このパルス列の数を計数することによって音速が求められる。前記基準パルス発生器からは、例えば毎秒 10^8 個のパルスが発生せられる。前記時間計数器54からの出力信号はコンピュータ55で演算して音速を求め、この信号がディスプレイまたはプリンターからなる外部表示器56から出力される。

【0015】振動子50と振動子51の間隔を例えば3.4cmとすれば、呼気中の音速は約340m/sec故、振動子50より発信されたパルス音が振動子51に達するまでの時間 T は、 $3.4\text{cm} \div 340\text{m/sec} = 1 \times 10^{-4}$ 秒となる。基準パルス発生器からのパルス数を毎秒 10^8 ヶとすれば、 1×10^{-4} 秒の間では、 $10^8 \times 10^{-4} = 10^4$ ヶのパルス数となる。

【0016】一般に、気体中を伝播する音速は、気体の絶対温度 T の平方根に比例するので、人間の通常の体温の変化における35℃から40℃への5℃の変化で約0.8%位、パルス数が減少する。振動子50からきた

4

パルス音波が振動子51に達するまでの時間 T の5℃の温度変化に対応する変化分は、 $10^{-4} \times 0.8 \times 10^{-2} = 8 \times 10^{-7}$ 秒となる。これは基準パルスの波数で数えると80パルスとなる。従って、0.1℃の温度変化でも、この $1/50$ 、即ち160個位のパルス数が変化し、このパルス数の変化は確実に把握できるのでこの温度計測法は極めて精度が高い。呼気中の音速はその温度のみでなく呼気中の炭酸ガス濃度や水蒸気の温度にも依存するので、こららの変動も音速の変化に影響を与えるが、医学的に必要な体温の変化を把握するには影響は少ない。

【0017】

【発明の効果】本発明は、以上のように構成したので、患者の体温を呼気の温度を測定することによって、瞬時的に測定でき、患者の容態の変化を迅速に把握して、短時間で対応でき不慮の事故を防ぐことができるという効果を奏する。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の温度検出器を組み込んだ呼吸回路の斜視図である。

【図2】本発明に係る呼吸回路内に設置される温度検知部材の正面図である。

【図3】本発明に係る呼吸回路の横断面図である。

【図4】本発明に係る呼吸回路における呼気温度測定システム構成図である。

【図5】本発明の温度検知部材の他の実施例を示す呼吸回路の横断面図である。

【図6】本発明の温度検知部材の更に他の実施例を示す呼吸回路の横断面図である。

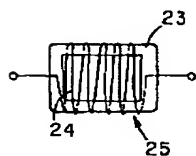
【図7】図6に示す実施例における呼気温度測定システム構成図である。

【図8】図7に示す呼気温度測定システムの動作説明図である。

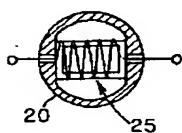
【符号の説明】

- A…呼吸管
- 1…Y字管
- 3…マスク
- 25…温度検知部材
- 40…薄膜抵抗体
- 50、51…振動子

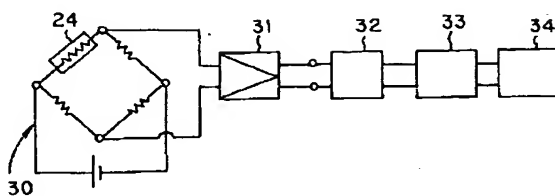
【図2】



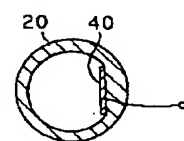
【図3】



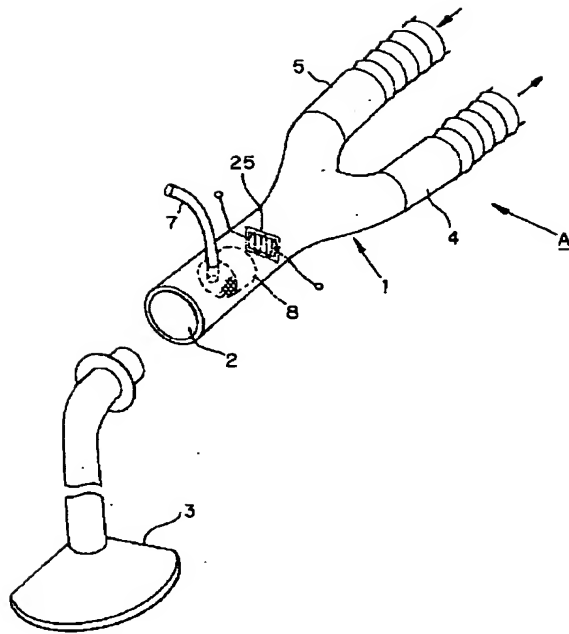
【図4】



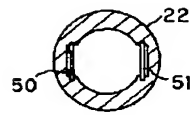
【図5】



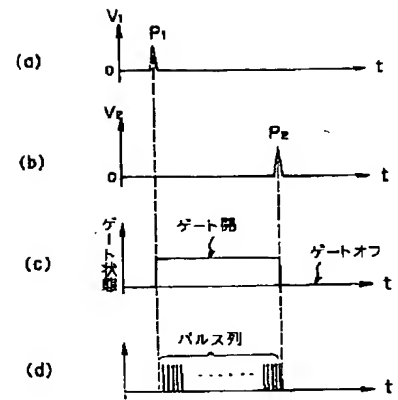
【図 1】



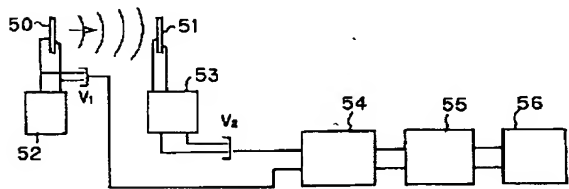
【図 6】



【図 8】



【図 7】



PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 11-033119

(43)Date of publication of application : 09.02.1999

(51)Int.Cl.

A61M 16/01

A61M 16/00

(21)Application number : 09-193990

(71)Applicant : FRONTIER:KK

(22)Date of filing : 18.07.1997

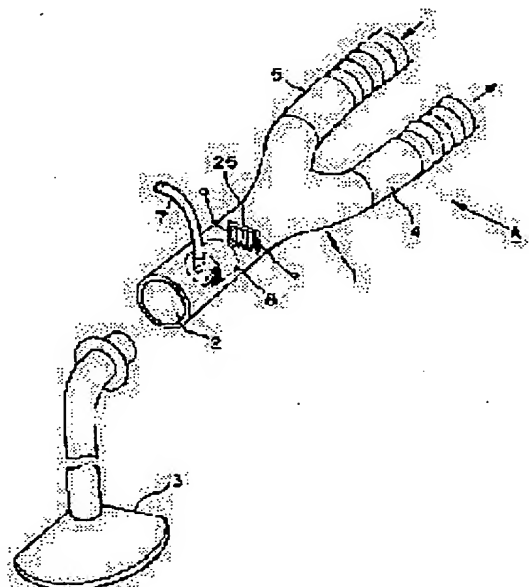
(72)Inventor : KOBAYASHI HIROSHI
OGAWA TATSU
MIYATA YUHEI
ICHINOSE TOMOMI

(54) BREATH CIRCUIT

(57)Abstract:

PROBLEM TO BE SOLVED: To enable to instantly detect a change of patient's body temperature, by equipping a temperature detecting member which can detect exhalation temperature in a short time onto a part of the patient.

SOLUTION: A Y-shaped tube 1 is set in the vicinity of the patient side mouth of a breath tube A constituting a part of this breath circuit, and a mask 3 or an air tube connection port 2 is formed on the entrance thereof. A carbon dioxide absorption apparatus is connected to one 4 of a branch pipe and fresh gas to the other 5. It is also preferable that a gas sampling tube 7 is set in the vicinity of the connection port 2 and a warming filter made of plastic is set on the opposite side of the mask 3 with respect to the gas sampling tube 7. A temperature detecting part 25 is set in the circuit or on the end part. The temperature detecting part 25 processes the detected exhalation temperature data by a computer and displays. Thus, a change of body temperature can be instantly grasped.



LEGAL STATUS

[Date of request for examination]

[Date of sending the examiner's decision of rejection]

[Kind of final disposal of application other than the examiner's decision of rejection or application converted registration]

[Date of final disposal for application]

[Patent number]

[Date of registration]

[Number of appeal against examiner's decision of rejection]

[Date of requesting appeal against examiner's decision of rejection]

[Date of extinction of right]

Copyright (C); 1998,2003 Japan Patent Office

* NOTICES *

Japan Patent Office is not responsible for any damages caused by the use of this translation.

- 1.This document has been translated by computer. So the translation may not reflect the original precisely.
- 2.*** shows the word which can not be translated.
- 3.In the drawings, any words are not translated.

CLAIMS

[Claim(s)]

[Claim 1] The respiratory circuit characterized by preparing the temperature detection member for detecting a patient's expiration temperature for a short time all over the respiratory circuit for general anesthesia or artificial ventilation.

[Claim 2] The respiratory circuit according to claim 1 characterized by having an A-D converter for changing the analog detection signal from the aforementioned temperature detection member into a digital signal, and a computer for carrying out data processing of this digital signal.

[Claim 3] The aforementioned temperature detection member is a respiratory circuit according to claim 1 or 2 characterized by being temperature-sensitive resistance wire.

[Claim 4] The aforementioned temperature detection member is a respiratory circuit according to claim 1 or 2 characterized by being the thin film resistor of a semiconductor.

[Claim 5] The aforementioned temperature detection member is a respiratory circuit according to claim 1 or 2 characterized by having the pulse generator for consisting of two vibrator which allotted and prepared the interval into expiration, adding a pulse to one vibrator, and making an acoustic wave take out, and the number machine of hour meters for carrying out counting of the pulse until the acoustic wave from aforementioned one vibrator is detected by the vibrator of another side.

[Translation done.]

* NOTICES *

Japan Patent Office is not responsible for any damages caused by the use of this translation.

1.This document has been translated by computer. So the translation may not reflect the original precisely.

2.**** shows the word which can not be translated.

3.In the drawings, any words are not translated.

DETAILED DESCRIPTION

[Detailed Description of the Invention]

[0001]

[The technical field to which invention belongs] this invention relates to the respiratory circuit equipped with the thermo sensor used in the case of general anesthesia or artificial ventilation.

[0002]

[Description of the Prior Art] Generally, in general anesthesia or artificial ventilation, although it is made to supply an anesthetic or oxygen in a patient's lungs using circulating respiratory circuits, such as an inhalation-anesthesia machine or a respirator, it is required during these disposal to measure a patient's temperature and to check a patient's condition.

[0003] Especially, a patient may show the symptoms of the malignant hypothermia at the time of the general anesthesia processing accompanied by risk, and elevation of a patient's temperature was conventionally measured by elevation of a patient's rectal temperature, or color change of the soda lime for CO₂ absorption had detected by CO₂ elevation in the expiration by a patient's hypermetabolism.

[0004]

[Problem(s) to be Solved by the Invention] However, as for all, the reaction rate was slow, they could not detect a rapid condition change of a patient, especially generating of the malignant hypothermia in an instant, but the means for detecting temperature change of such a conventional patient dies, and made the patient result, or had the fear.

[0005] this invention aims at offering the respiratory circuit which can detect temperature change of a patient in an instant in view of this point.

[0006]

[Means for Solving the Problem] Then, the temperature detection member for detecting expiration temperature for a short time was prepared for some patients. The vibrator which carries out the resistance thin line for detecting the temperature of the flowing expiration by change of electric resistance as a temperature detection member, the thin film resistor of a semiconductor or dispatch of the sound which spreads the inside of expiration, and reception is used.

[0007]

[Embodiments of the Invention] Hereafter, the example of this invention is explained with reference to a drawing.

[0008] In drawing 1, near the mouth of the patient of the pneumatic duct A which constitutes a part of respiratory circuit for general anesthesia, Y tube 1 is usually formed, the entrance of this Y tube is making the connection mouth 2 for connecting a mask 3 or a trachea tube (with no illustration), one branch pipe 4 of Y tube 1 is connected with the canister (with no illustration), and the fresh gas which the anesthetic gas mixed through the branch pipe 5 of another side is supplied.

[0009] Near the connection mouth 2 of aforementioned Y tube 1, the gas sampling tube 7 is formed and is made to sample the flowing gas. Moreover, the moisturization filter made from plastics may be prepared in the opposite side in the mask 3 of the attachment section of this gas sampling tube. the temperature detection which makes the important section of this invention in the inside of the above-mentioned circuit, or the suitable position of an end — the member 25 is formed The aforementioned temperature detection member has rectangular plastics or the rectangular ceramic frame 23, as shown in drawing 2 and drawing 3, the resistance thin line 24 of about 50-micrometer grade of platinum is coiled around this frame 23, and, thereby, the temperature of expiration is detected. pressing down the ends of the plastic frame 23 of the aforementioned rectangle by the flat wall in the

respiratory circuit 1 — temperature detection — the member 25 is being fixed in the body material 22

[0010] By measuring the electric resistance of the resistance thin line 24, this method measures the temperature of the expiration which a user vomits. The aforementioned resistance thin line 24 constitutes a part of well-known Wheatstone's-bridge circuit 30. The signal from this circuit 30 is inputted into amplifier 31, and is amplified, and since this amplified amplification signal is an analog signal, this analog signal is changed into a digital signal by A-D converter 32. This digital signal is calculated by computer 33, and this operation signal is displayed outside with the external display 34, such as a display or a printer. Thus, by processing an expiration temperature signal electrically, it is possible to measure the temperature of expiration momentarily and to output outside.

[0011] In order to enlarge the resistance of the aforementioned resistance thin line, it is desirable to stretch the resistance thin line 24 zigzag to a plastic frame, as shown in drawing 1, and 2 and 3, if a line is made thin and the surface area is extended, the response time will become quick and the measurement for less than 0.5 seconds of it will be attained.

[0012] In addition, as shown in drawing 5, a thin film resistor 40 is in some which use the same principle. That is, if the electric resistance value change near human being's temperature is remarkable and the semiconductor with a narrow band gap forms a temperature detection member in the shape of a film, a surface area will become large and the response time will become quick. The aforementioned thin film resistor 40 carries out the vacuum evaporation of the polycrystal thin film of a semiconductor to the front face of a thin glass plate or the sheet metal of a mica, can manufacture it on it, and can form a resistor in it in the shape of a thin film using photo etching.

[0013] Next, principles differ, i.e., the equipment which measures the temperature change of acoustic velocity and measures the temperature change of expiration is explained.

[0014] In drawing 6 and drawing 7, the wall of this respiratory circuit is made to counter mutually, two vibrator 50 and 51 is formed in it, a pulse oscillator 52 is connected to one vibrator 50, and a pulse-like acoustic wave is generated from vibrator 50 by the pulse from this pulse oscillator 52. This acoustic wave spreads the space where expiration flows, and vibrates the vibrator 51 of another side. Amplifier 53 is connected to the aforementioned vibrator 51, and this amplifier 53 amplifies the input signal of vibrator 51. The aforementioned pulse generator 52 and amplifier 53 are connected to the number machine 54 of hour meters. if, as for this number machine 54 of hour meters, the voltage-output pulse P1 of a pulse oscillator 52 is inputted (drawing 8 (a)) — the electronic gate — open (ON) — carrying out — (— an input of the voltage-output pulse P2 after the acoustic wave based on drawing 8 (c)) and the voltage-output pulse P1 reaches vibrator 51 and amplifies the output of the vibrator 51 at that time closes the gate (drawing 8 (c)) (OFF) From the reference pulse generator which was formed in the number machine 54 of hour meters and which is not illustrated, a pulse train is always given, and this pulse train is taken out only while the gate has open, and acoustic velocity is called for by carrying out counting of the number of these pulse trains. Per second 108 pulses are generated from the aforementioned reference pulse generator, and it is *****. The output signal from the aforementioned number machine 54 of hour meters is calculated by computer 55, it asks for acoustic velocity, and this signal is outputted from the external drop 56 with which dace SUPURENU consists of a printer.

[0015] The time T until 3.4cm, then the pulse sound sent to the acoustic velocity in expiration from an about 340 m/sec reason and vibrator 50 reach vibrator 51 becomes $3.4\text{cm}/340\text{ m/sec}=1 \times 10^{-4}$ seconds about the interval between vibrator 50 and vibrator 51. In per second 108 pieces, then 1×10^{-4} to 4 seconds, it becomes a $108 \times 10^{-4} = 104$ piece pulse number about the pulse number from a reference pulse generator.

[0016] Generally, since the acoustic velocity which spreads the inside of a gas is proportional to the square root of the gaseous absolute temperature T, grade and a pulse number decrease about 0.8% by 5-degree C change at 35 degrees C in change of human being of the usual temperature to 40 degrees C. A changed part corresponding to the 5-degree C temperature change of the time T until the pulse acoustic wave by which it came from vibrator 50 reaches vibrator 51 becomes $10^{-4} \times 0.8 \times 10^{-2} = 8 \times 10^{-7}$ to 7 seconds. If this is counted with the wave number of a reference pulse, it will serve as 80 pulses. Therefore, since the pulse number of 1/this 50, i.e., 160-piece grade, changes and even a 0.1-degree C temperature change can grasp change of this pulse number certainly, this thermometry method has a very high precision. Since it depends for the acoustic velocity in expiration not only on the temperature but on the carbon-dioxide-gas concentration in expiration and the temperature of a steam, although change of Kora soil also affects change of acoustic velocity, grasping change of a

required temperature medically has little influence.

[0017]

[Effect of the Invention] Since it constituted as mentioned above, this invention can measure a patient's temperature momentarily by measuring the temperature of expiration, grasps change of a patient's condition quickly, can respond in a short time and does so the effect that a unforeseen accident can be prevented.

[Translation done.]

* NOTICES *

Japan Patent Office is not responsible for any damages caused by the use of this translation.

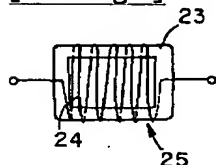
1.This document has been translated by computer. So the translation may not reflect the original precisely.

2.*** shows the word which can not be translated.

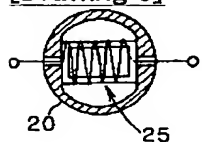
3.In the drawings, any words are not translated.

DRAWINGS

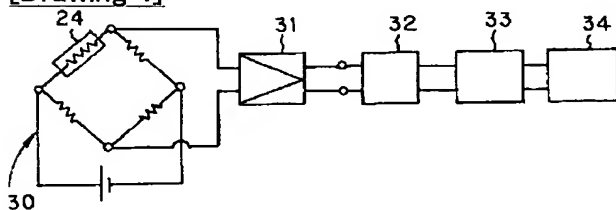
[Drawing 2]



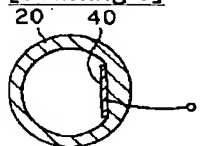
[Drawing 3]



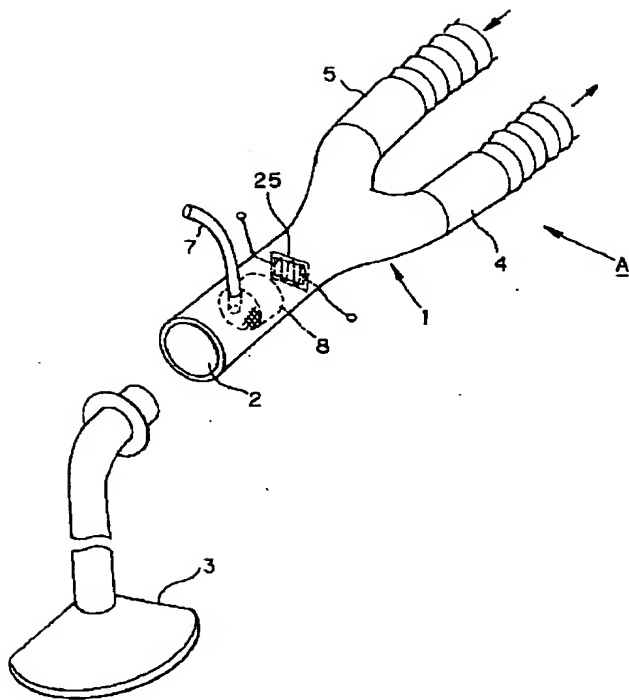
[Drawing 4]



[Drawing 5]



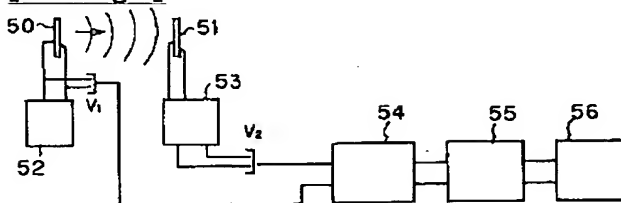
[Drawing 1]



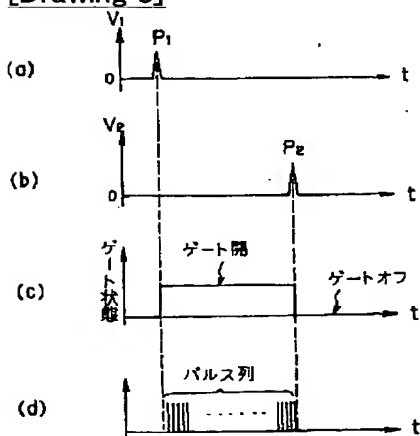
[Drawing 6]



[Drawing 7]



[Drawing 8]



[Translation done.]